

* NOTICES *

JPO and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The substrate which consists of an insulating material which is the myo-electric-signal sensor which derives the myoelectric potential signal for being attached in the socket for equipping with a myo-electric-signal artificial limb, sticking with a user's skin front face, and controlling said myo-electric-signal artificial limb, and has flexibility, The myo-electric-signal sensor characterized by having the electrode for derivation prepared in one field of said substrate, and the supporter material which was prepared in the field side of another side of said substrate, and in which elastic deformation is possible, making said electrode for derivation into a skin side, making said supporter material into the inside side of a socket, and being arranged inside said socket.

[Claim 2] Said electrode for derivation is a myo-electric-signal sensor according to claim 1 characterized by being formed with the ingredient which has the flexibility of said substrate and abbreviation EQC.

[Claim 3] Said electrode for derivation is a myo-electric-signal sensor according to claim 2 characterized by being formed with gold foil.

[Claim 4] Said electrode for derivation is a myo-electric-signal sensor according to claim 2 characterized by having the die length which surrounds the flexor muscle group or extensor group of a derivation part.

[Claim 5] Said supporter material is a myo-electric-signal sensor according to claim 1 characterized by being formed by sponge.

[Claim 6] Said substrate is a myo-electric-signal sensor according to claim 1 characterized by arranging the impedance converter.

[Claim 7] Said substrate is a myo-electric-signal sensor according to claim 1 characterized by being a film-like.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIP I are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the myo-electric-signal sensor for deriving the myoelectric potential signal which is a control signal of a myo-electric-signal artificial limb (an upper extremity prosthesis or artificial leg).

[0002]

[Description of the Prior Art] Drawing 6 is Otto currently conventionally used abundantly. It is drawing showing the myo-electric-signal sensor of Bock, and (a) is a top view and (b) is a side elevation. In drawing, the case 101 of the myo-electric-signal sensor 100 consists of hard plastics, and the electrode 102 of the pair for myoelectric potential signal derivation is formed in the whole surface side of this case 101. The mounting hole of a myo-electric-signal sensor is established in the artificial limb socket (not shown), and the myo-electric-signal sensor 100 is inserted in this mounting hole. In addition, the myo-electric-signal sensor 100 is inserted in so that an electrode 102 may be turned to the inner direction and a muscle fiber and an electrode 102 may cross at right angles. If the hand of the body or the stump section of a guide peg is inserted in an artificial limb socket, a skin front face and an electrode 102 will stick and derivation of a myoelectric potential signal will be attained. The drawn myoelectric potential signal is sent to a latter processing circuit (not shown) through lead wire 103.

[0003]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] Since the above conventional myo-electric-signal sensors are the bodies of the fixed configuration fixed to the artificial limb socket, if form status change-ization arises for a muscular profile with muscular relaxation and contraction, the adhesion on an electrode 102 and the front face of the skin will worsen. Therefore, in such a case, a myoelectric potential signal might be unable to be derived.

[0004] This invention aims at offering the myo-electric-signal sensor which is always stabilized and can derive a myoelectric potential signal in view of the above conventional troubles.

[0005]

[Means for Solving the Problem] The substrate which consists of an insulating material which the myo-electric-signal sensor of this invention is attached in the socket for equipping with a myo-electric-signal artificial limb, derives the myoelectric potential signal for sticking with a user's skin front face and controlling said myo-electric-signal artificial limb, and has flexibility. It is characterized by having the electrode for derivation prepared in one field of said substrate, and the supporter material which was prepared in the field side of another side of said substrate and in which elastic deformation is possible, making said electrode for derivation into a skin side, making said supporter material into the inside side of a socket, and being arranged inside said socket (claim 1). In the myo-electric-signal sensor constituted as mentioned above, the substrate which may be deformed free along a skin front face according to a flexible thing is relatively pushed to a skin front face through the supporter material in which elastic deformation is possible. Therefore, the electrode for derivation prepared a substrate and on the substrate is stuck to a skin front face. Moreover, when form status change-ization arises to a derivation part with muscular relaxation and contraction, a substrate deforms according to this

formation of a form status change, and supporter material produces elastic deformation free. Therefore, a substrate and the electrode for derivation are stuck to a skin front face with the elasticity of supporter material.

[0006] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 1), it is desirable that the electrode for derivation is formed with the ingredient which has the flexibility of a substrate and an abbreviation EQC (claim 2). In this case, the electrode for derivation follows a substrate and produces the same form status change-ization.

[0007] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 2), it is desirable that the electrode for derivation is formed with gold foil (claim 3). In this case, gold foil is excellent also in corrosion resistance while presenting the outstanding compatibility with the skin.

[0008] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 2), the electrode for derivation may have the die length which surrounds the flexor muscle group or extensor group of a derivation part (claim 4). In this case, even if there are muscles which do not generate a myoelectric potential signal, it is possible to derive a myoelectric potential signal from other muscles.

[0009] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 1), supporter material may be formed by sponge (claim 5). In this case, the supporter material formed by sponge gives moderate elasticity to a substrate, and raises the adhesion and flattery nature on the front face of the skin of a substrate and the electrode for derivation. Moreover, permeability is also secured.

[0010] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 1), an impedance converter may be prepared in a substrate (claim 6). In this case, the effect of an electric noise is reduced by the impedance converter.

[0011] Moreover, in the above-mentioned myo-electric-signal sensor (claim 1), a substrate may be a film-like (claim 7). In this case, the flattery nature to the formation of a form status change of a derivation part improves with a film-like substrate.

[0012]

[Embodiment of the Invention] (a) of drawing 1 is the perspective view showing a part of configuration of the myo-electric-signal sensor by 1 operation gestalt of this invention in the state of separation. In drawing, a substrate 2 is the insulating material of the shape of a film which has flexibility, for example, consists of polyimide with a thickness of 50 micrometers. A long side is [75mm and the shorter side of the dimension of a substrate 2] 50mm. The electrode 3 for derivation of a pair which consists of gold foil with a thickness of 50 micrometers has pasted the whole surface (top face) of a substrate 2. while the electrode 3 for derivation is formed covering the overall length of a direction parallel to the above-mentioned shorter side — mutual — predetermined distance ***** — it is arranged in parallel. The electrode 3 for derivation which consists of gold foil has the flexibility of a substrate 2 and an abbreviation EQC. Therefore, a substrate 2 and the electrode 3 for derivation may deform free. In addition, gold foil is excellent also in corrosion resistance while having the outstanding compatibility with people's skin. a substrate 2 — on the other hand (rear face) — **** — an impedance converter (operational amplifier) 4 is attached and it connects with the electrode 3 for derivation of a pair through the through hole (not shown) which connects a top face and a rear face. Moreover, lead wire 6 is drawn from the impedance converter 4 outside. The supporter material 5 of a rectangular parallelepiped configuration consists of an ingredient in which elastic deformation is possible, for example, sponge, and, as for the merits-and-demerits side on top, the dimension's [the merits-and-demerits side and the dimension] of a substrate 2 corresponds, respectively. Moreover, the supporter material 5 has predetermined thickness. It pastes up mutually and a substrate 2 and the supporter material 5 constitute the myo-electric-signal sensor 1.

[0013] (b) of drawing 1 is drawing which looked at the condition of having been attached in the socket 7 for the myo-electric-signal sensor 1 constituted as mentioned above equipping with a myo-electric-signal artificial limb, from the edge side of a socket 7. In addition, although

auxiliary fasteners, such as a belt, are attached in a socket 7, illustration is omitted here. The arm of the body or the stump section of a guide peg is inserted in a socket 7 from a direction perpendicular to space. As shown in drawing, the supporter material 5 of the myo-electric-signal sensor 1 is stuck on the inside of a socket 7, and the electrode 3 for derivation is arranged towards a way (namely, skin side of the stump section of the body) among sockets 7. The electrode 3 for derivation is arranged so that it may intersect perpendicularly to the muscle fiber of the body. Since the electrode 3 for derivation has the same die length (50mm) as the shorter side of a substrate 2, it is die length which is sufficient for surrounding the flexor muscle group or extensor group of a derivation part. Thereby, since a myoelectric potential signal can be derived from a broad field, even if there are muscles which do not generate a myoelectric potential signal by cutting of the limbs, the myoelectric potential signal from other muscles can be derived.

[0014] Drawing 2 is drawing showing the condition of having inserted the stump section 8 of an arm, after attaching the above-mentioned myo-electric-signal sensor 1 in the socket 7 for myo-electric-signal upper extremity prostheses. In drawing 2 and drawing 1, while a substrate 2 and the electrode 3 for derivation are pressed by insertion of the stump section 8 by the outside surface of the stump section 8 and deforming, the supporter material 5 which consists of sponge carries out elastic deformation. Therefore, the hide skin surface and the electrode 3 for derivation of the stump section 8 which were held in the socket 7 will be in the condition of having been pressed mutually, by the elastic stress of the supporter material 5. This sticks the electrode 3 for derivation to a hide skin surface.

[0015] Drawing 3 is drawing showing profile form status change-ization of the cross section of the forearm produced when shrinking extensor carpi ulnaris in a healthy person. A continuous line shows the profile configuration of the forearm cross section at the time of relaxation, and a broken line shows the profile configuration of the forearm cross section at the time of extensor-carpi-ulnaris contraction. That is, the profile configuration of a forearm cross section changes with muscular relaxation and contraction. Change of such a profile configuration is produced also in trouble back tone. The supporter material 5 carries out elastic deformation to change of such a profile configuration, and a substrate 2 and the electrode 3 for derivation also follow in footsteps of form status change-ization, and the myo-electric-signal sensor 1 of this operation gestalt always meets the hide skin surface. Therefore, even if muscles loosen and contract and a profile configuration changes, the adhesion of the electrode 3 for derivation and a hide skin surface is not spoiled.

[0016] Drawing 4 is drawing showing the circuitry of the above-mentioned myo-electric-signal sensor 1. The impedance converter 4 has two operational amplifiers 4a and 4b. The electrode 3 for derivation of a pair is inputted into the non-inversed input terminal of the operational amplifiers 4a and 4b which correspond respectively. The inversed input terminal of operational amplifiers 4a and 4b is connected with each output terminal. Thereby, operational amplifiers 4a and 4b constitute a voltage follower, and function as an impedance converter. That is, an input-side impedance is large and its output side impedance is small. Therefore, the output side of operational amplifiers 4a and 4b cannot be easily influenced of an electric noise. Although the input side of operational amplifiers 4a and 4b tends to be fundamentally influenced of an electric noise, since the distance of the electrode 3 for derivation of a pair and the corresponding operational amplifiers 4a and 4b is very short, it is hardly influenced of an electric noise as a result. In addition, each output signal of operational amplifiers 4a and 4b is processed by the processing circuit of the known latter part, and a desired signal is extracted.

[0017] In order to check the effectiveness over the operability of the myo-electric-signal upper extremity prosthesis using the above-mentioned myo-electric-signal sensor 1, the body grasp experiment was conducted. The myo-electric-signal upper extremity prosthesis used for the experiment makes an input signal the myoelectric potential signal of a flexor muscle group and an extensor group, and the grip include angle and the softness of a motion of an upper extremity prosthesis change. An experiment grasps a predetermined body, is raised and is conducted by releasing. Drawing 5 is the graph which showed the result of the above-mentioned

experiment, and shows the myoelectric potential signal of a flexor muscle group, the myoelectric potential signal of an extensor group, and a closing motion include angle sequentially from a top. It turns out that the myoelectric potential signal of a flexor muscle group is large with the increment in a closing motion include angle. Moreover, it is stabilized and a test subject can actually grasp a body. The certainty of the signal derivation to the myo-electric-signal upper extremity prosthesis of the myo-electric-signal sensor 1 of this operation gestalt was confirmed by this.

[0018] In addition, although sponge is used as supporter material 5 in the above-mentioned operation gestalt, since sponge has permeability, it is effective in preventing displeasure, such as the myo-electric-signal sensor 1 whole being filled with heat, for example, crowding together. However, it cannot be overemphasized that other ingredients which the ingredient of the supporter material 5 is not limited to sponge, and have the same elasticity are also employable.

[0019]

[Effect of the Invention] This invention constituted as mentioned above does the following effectiveness so. Since the substrate which may be deformed free along a skin front face according to a flexible thing is relatively pushed to a skin front face through the supporter material in which elastic deformation is possible according to the myo-electric-signal sensor of claim 1, the electrode for derivation prepared a substrate and on the substrate is stuck to a skin front face. Moreover, since a substrate deforms according to this formation of a form status change and supporter material produces elastic deformation free when form status change-ization arises to a derivation part with muscular relaxation and contraction, a substrate and the electrode for derivation are stuck to a skin front face with the elasticity of supporter material. In this way, since the electrode for derivation always sticks to a skin front face, the myo-electric-signal sensor concerned is stabilized and can derive a myoelectric potential signal.

[0020] According to the myo-electric-signal sensor of claim 2, since the electrode for derivation follows a substrate and produces the same form status change-ization, its adhesion of the electrode for derivation to a skin front face improves further.

[0021] According to the myo-electric-signal sensor of claim 3, since compatibility with the skin is excellent, gold foil is [no loam Lycium chinense] about the rash of the skin etc. and is safe. Moreover, since gold foil is excellent in corrosion resistance, it also has neither rust nor corrosion, and long-term use is attained.

[0022] Since according to the myo-electric-signal sensor of claim 4 myoelectric potential can be derived from other muscles of the near even if there are muscles which stopped generating myoelectric potential with limbs cutting, a myoelectric potential signal can always be derived certainly.

[0023] Since moderate elasticity is given to a substrate by the supporter material formed by sponge according to the myo-electric-signal sensor of claim 5, the adhesion and flattery nature on the front face of the skin of a substrate and the electrode for derivation improve further. Moreover, since permeability is also secured, it crowds together and effectiveness is in reduction of *****.

[0024] According to the myo-electric-signal sensor of claim 6, since the effect of an electric noise is reduced by the impedance converter, a myoelectric potential signal can be derived more certainly.

[0025] According to the myo-electric-signal sensor of claim 7, since the flattery nature to the formation of a form status change of a derivation part improves with a film-like substrate, a myoelectric potential signal can be derived more certainly.

[Translation done.]

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number :

11-113866

(43)Date of publication of application : 27.04.1999

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408

A61B 5/0478

A61F 2/72

(21)Application number : 09-296293

(71)Applicant : NABCO LTD

(22)Date of filing : 13.10.1997

(72)Inventor : AKAZAWA KENZO
YOSHIDA MASAKI
OKUNO RYUHEI

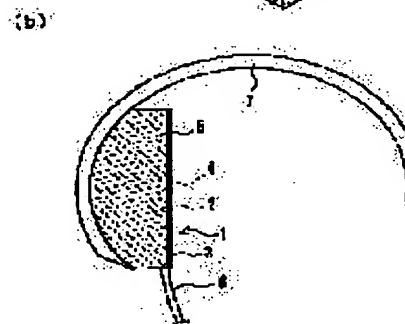
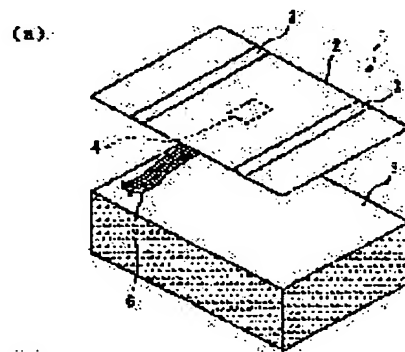
(54) MYOELECTRIC SENSOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To stably derive even a feeble myogenic potential signal by arranging deriving electrodes on one surface of a base board composed of a flexible insulating material, arranging an elastically deformable support member on the other surface of the base board, and arranging the base board in a socket by putting the deriving electrodes on the skin side.

SOLUTION: A myoelectric sensor stuck to an inside surface of a socket 7 to install a myoelectric artificial limb, has a base board 2 being a flexible film-like insulating material, and a pair of deriving electrodes 3 composed of gold foil are arranged on one surface of the base board 2 so as to cross at a right angle to muscle fiber of a human body. An impedance converter (an operation amplifier) 4 is installed on the other surface of the base board 2, and is connected to the deriving electrodes 3 through a through hole to connect the obverse and the reverse to each other. A lead wire 6 is derived outside from the impedance converter 4.

The reverse side of the base board 2 is adhered to a support member 5 composed of an elastically deformable material such as sponge, and the myoelectric sensor 1 is constituted.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

1/3

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-113866

(43) 公開日 平成11年(1999) 4月27日

(51) Int.Cl.⁶

識別記号

F I

A 6 1 B 5/0408

A 6 1 B 5/04

3 0 0 M

5/0478

A 6 1 F 2/72

A 6 1 F 2/72

審査請求 未請求 請求項の数 7 F D (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平9-296293

(71) 出願人 000004019

(22) 出願日 平成9年(1997)10月13日

株式会社ナブコ

兵庫県神戸市中央区脇浜海岸通1番46号

特許法第30条第1項適用申請有り 平成9年4月16日
日本エム・イー学会主催の「第36回日本エム・イー学会
大会」において文書をもって発表

(72) 発明者 赤澤 堅造

兵庫県宝塚市売布きよしが丘20番16号

(72) 発明者 吉田 正樹

神戸市東灘区住吉宮町6丁目15番1-1002号

(72) 発明者 奥野 竜平

大阪府高槻市川添2丁目33-18号

(74) 代理人 弁理士 渡邊 隆文

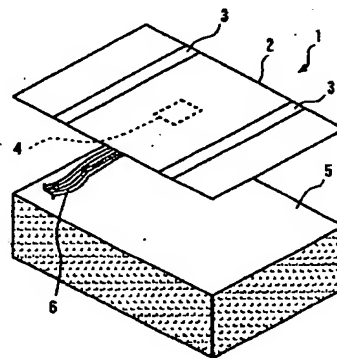
(54) 【発明の名称】 筋電センサ

(57) 【要約】

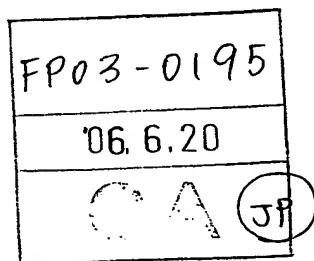
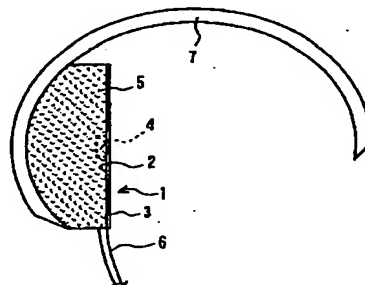
【課題】 腕や足の断端部から筋電位信号を常に安定して導出することができる筋電センサを提供する。

【解決手段】 柔軟性を有する基板の表面に金箔の電極を設け、他の表面側にはスポンジのごとき弾性変形可能な支持部材を設けた多層構成の筋電センサとし、筋電義肢のソケットの内面に支持部材を貼り付ける。

(a)



(b)



【特許請求の範囲】

【請求項1】筋電義肢を装着するためのソケットに取り付けられ、使用者の皮膚表面と密着して前記筋電義肢を制御するための筋電位信号を導出する筋電センサであって、

柔軟性を有する絶縁材からなる基板と、

前記基板の一方の面に設けられた導出用電極と、

前記基板の他方の面側に設けられた弾性変形可能な支持部材とを備え、

前記導出用電極を皮膚側に、前記支持部材をソケットの内面側にして前記ソケットの内部に配置されることを特徴とする筋電センサ。

【請求項2】前記導出用電極は、前記基板と略同等の柔軟性を有する材料で形成されていることを特徴とする請求項1記載の筋電センサ。

【請求項3】前記導出用電極は金箔で形成されていることを特徴とする請求項2記載の筋電センサ。

【請求項4】前記導出用電極は導出部位の屈筋群又は伸筋群を包囲する長さを有していることを特徴とする請求項2記載の筋電センサ。

【請求項5】前記支持部材はスポンジで形成されていることを特徴とする請求項1記載の筋電センサ。

【請求項6】前記基板はインピーダンス変換器が配設されていることを特徴とする請求項1記載の筋電センサ。

【請求項7】前記基板はフィルム状であることを特徴とする請求項1記載の筋電センサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、筋電義肢（義手又は義足）の制御信号である筋電位信号を導出するための筋電センサに関する。

【0002】

【従来の技術】図6は、従来より多用されているOtto Bock社の筋電センサを示す図であり、(a)は平面図、(b)は側面図である。図において、筋電センサ100のケース101は、硬質のプラスチックからなり、このケース101の一面側には筋電位信号導出用の一対の電極102が設けられている。義肢ソケット（図示せず）には筋電センサの取付孔が設けられており、この取付孔に筋電センサ100が嵌め込まれる。なお、筋電センサ100は電極102を内方に向けて、かつ、電極102が筋繊維と直交するように嵌め込まれる。義肢ソケットに人体の手又は足の断端部が挿入されると、皮膚表面と電極102とが密着して、筋電位信号の導出が可能となる。導出された筋電位信号はリード線103を介して、後段の処理回路（図示せず）に送られる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】上記のような従来の筋電センサは、義肢ソケットに固定された一定形状の物体であるため、筋肉の弛緩・収縮に伴って筋肉の輪郭に形

状変化が生じると、電極102と皮膚表面との密着性が悪くなる。従って、このような場合には筋電位信号が導出できないことがあった。

【0004】上記のような従来の問題点に鑑み、本発明は、筋電位信号を常に安定して導出することができる筋電センサを提供することを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明の筋電センサは、筋電義肢を装着するためのソケットに取り付けられ、使用者の皮膚表面と密着して前記筋電義肢を制御するための筋電位信号を導出するものであって、柔軟性を有する絶縁材からなる基板と、前記基板の一方の面に設けられた導出用電極と、前記基板の他方の面側に設けられた弾性変形可能な支持部材とを備え、前記導出用電極を皮膚側に、前記支持部材をソケットの内面側にして前記ソケットの内部に配置されることを特徴とするものである（請求項1）。

上記のように構成された筋電センサにおいては、柔軟であることにより皮膚表面に沿って自在に変形し得る基板が、皮膚表面に対して、弾性変形可能な支持部材を介して相対的に押しつけられる。従って、基板及びその基板上に設けられた導出用電極は皮膚表面に密着する。また、筋肉の弛緩・収縮に伴って導出部位に形状変化が生じた場合、この形状変化に応じて基板が変形し、かつ、支持部材が自在に弾性変形を生じる。従って、支持部材の弾性によって基板及び導出用電極は皮膚表面に密着する。

【0006】また、上記筋電センサ（請求項1）において、導出用電極は、基板と略同等の柔軟性を有する材料で形成されていることが好ましい（請求項2）。この場合、導出用電極は基板に追従して同様の形状変化を生じる。

【0007】また、上記筋電センサ（請求項2）において、導出用電極は金箔で形成されていることが好ましい（請求項3）。この場合、金箔は皮膚との優れた親和性を呈するとともに、耐食性にも優れている。

【0008】また、上記筋電センサ（請求項2）において、導出用電極は導出部位の屈筋群又は伸筋群を包囲する長さを有しているものであってもよい（請求項4）。この場合、筋電位信号を発生しない筋肉があっても、他の筋肉から筋電位信号を導出することが可能である。

【0009】また、上記筋電センサ（請求項1）において、支持部材はスポンジで形成されていてもよい（請求項5）。この場合、スポンジで形成された支持部材は基板に適度な弾力を付与し、基板及び導出用電極の皮膚表面への密着性及び追従性を高める。また、通気性も確保される。

【0010】また、上記筋電センサ（請求項1）において、基板にはインピーダンス変換器を設けてもよい（請求項6）。この場合、インピーダンス変換器により、電気ノイズの影響が低減される。

【0011】また、上記筋電センサ（請求項1）において、基板はフィルム状であってもよい（請求項7）。この場合、フィルム状の基板により、導出部位の形状変化に対する追従性が向上する。

【0012】

【発明の実施の形態】図1の（a）は、本発明の一実施形態による筋電センサの構成を、一部分離状態で示す斜視図である。図において、基板2は柔軟性を有するフィルム状の絶縁材であり、例えば厚さ50 μ mのポリイミドからなる。基板2の寸法は、例えば、長辺が75mm、短辺が50mmである。基板2の一面（上面）には厚さ50 μ mの金箔からなる一対の導出用電極3が接着されている。導出用電極3は上記短辺と平行な方向の全長にわたって設けられるとともに、互いに所定距離隔てて平行に配置されている。金箔からなる導出用電極3は基板2と略同等の柔軟性を有する。従って、基板2及び導出用電極3は自在に変形し得る。なお、金箔は人の皮膚との優れた親和性を有するとともに、耐食性にも優れている。基板2の他面（裏面）には、インピーダンス変換器（オペアンプ）4が取り付けられ、上面と裏面とを接続するスルーホール（図示せず）を介して一対の導出用電極3と接続されている。また、インピーダンス変換器4からリード線6が外部に導出されている。直方体形状の支持部材5は弾性変形可能な材料、例えばスポンジからなり、上面の長短辺はそれぞれ基板2の長短辺と寸法が一致している。また、支持部材5は所定の厚みを有している。基板2と支持部材5とは互いに接着され、筋電センサ1を構成する。

【0013】図1の（b）は、上記のように構成された筋電センサ1が筋電義肢を装着するためのソケット7に取り付けられた状態を、ソケット7の端部側から見た図である。なお、ソケット7にはベルト等の補助固定具が取り付けられるがここでは図示を省略する。人体の腕又は足の断端部は、紙面に垂直な方向からソケット7に挿通される。図に示すように、筋電センサ1の支持部材5はソケット7の内面に貼り付けられ、導出用電極3がソケット7の内方（すなわち人体の断端部の皮膚側）に向けて配置される。導出用電極3は人体の筋繊維に対して直交するように配置される。導出用電極3は基板2の短辺と同じ長さ（50mm）を有するため、導出部位の屈筋群又は伸筋群を包囲するに足る長さである。これにより、筋電位信号を幅広い領域から導出することができるので、肢体の切断により筋電位信号を発生しない筋肉があっても、他の筋肉からの筋電位信号を導出することができる。

【0014】図2は、筋電義手用のソケット7に上記の筋電センサ1を取り付けた後、腕の断端部8を挿入した状態を示す図である。図2及び図1において、断端部8の挿入により断端部8の外表面により基板2及び導出用電極3が押圧され変形するとともに、スポンジからなる

支持部材5が弾性変形する。従って、支持部材5の弾性応力により、ソケット7内に保持された断端部8の皮膚面と導出用電極3とが互いに押圧された状態となる。これにより、導出用電極3は皮膚面に密着する。

【0015】図3は、健康者において、手根伸筋を収縮させたときに生じる前腕の断面の輪郭形状変化を示す図である。実線は弛緩時の前腕断面の輪郭形状を示し、破線は手根伸筋収縮時の前腕断面の輪郭形状を示す。すなわち、筋肉の弛緩・収縮により前腕断面の輪郭形状が変化する。障害者においても、このような輪郭形状の変化を生じる。本実施形態の筋電センサ1は、このような輪郭形状の変化に対して支持部材5が弾性変形し、また、基板2及び導出用電極3も形状変化に追従して皮膚面に常に沿っている。従って、筋肉が弛緩・収縮して輪郭形状が変化しても、導出用電極3と皮膚面との密着性は損なわれない。

【0016】図4は、上記筋電センサ1の回路構成を示す図である。インピーダンス変換器4は2個のオペアンプ4a及び4bを有している。一対の導出用電極3は各々対応するオペアンプ4a及び4bの非反転入力端子に入力される。オペアンプ4a及び4bの反転入力端子はそれぞれの出力端子と接続されている。これによりオペアンプ4a及び4bは電圧フォロワを構成し、インピーダンス変換器として機能する。すなわち、入力側インピーダンスは大きく、出力側インピーダンスが小さい。従って、オペアンプ4a及び4bの出力側は電気ノイズの影響を受けにくい。オペアンプ4a及び4bの入力側は基本的には電気ノイズの影響を受け易いが、一対の導出用電極3と対応するオペアンプ4a及び4bとの距離が極めて短いため、結果的に電気ノイズの影響を受けることはほとんどない。なお、オペアンプ4a及び4bの各出力信号は既知の後段の処理回路により処理され、所望の信号が抽出される。

【0017】上記の筋電センサ1を用いた筋電義手の操作性に対する効果を確認するため、物体把握実験を行った。実験に用いた筋電義手は、屈筋群及び伸筋群の筋電位信号を入力信号とし、義手の指の開閉角度とその動きの柔らかさが変化するものである。実験は所定の物体を把握し、持ち上げ、そして放すことにより行われる。図5は、上記実験の結果を示したグラフであり、上から順に、屈筋群の筋電位信号、伸筋群の筋電位信号、開閉角度を示す。開閉角度の増加に伴って屈筋群の筋電位信号が大きくなっていることがわかる。また、実際に、被験者は安定して物体を把握することが可能であった。このことにより、本実施形態の筋電センサ1の、筋電義手に対する信号導出の確実性が確かめられた。

【0018】なお、上記実施形態において支持部材5としてスポンジを用いているが、スポンジは通気性を有しているため、筋電センサ1全体に熱がこもって例えばむれる等の不快感を防止する効果がある。しかしながら、

支持部材5の材料がスポンジに限定されるものではなく、同様の弾性を有する他の材料を採用することもできることはいうまでもない。

【0019】

【発明の効果】 以上のように構成された本発明は以下の効果を奏する。請求項1の筋電センサによれば、柔軟であることにより皮膚表面に沿って自在に変形し得る基板が、皮膚表面に対して、弾性変形可能な支持部材を介して相対的に押しつけられるので、基板及びその基板上に設けられた導出用電極は皮膚表面に密着する。また、筋肉の弛緩・収縮に伴って導出部位に形状変化が生じた場合、この形状変化に応じて基板が変形し、かつ、支持部材が自在に弾性変形を生じるので、支持部材の弾性によって基板及び導出用電極は皮膚表面に密着する。こうして、導出用電極が常に皮膚表面に密着するので、当該筋電センサは安定して筋電位信号を導出することができる。

【0020】 請求項2の筋電センサによれば、導出用電極は基板に追従して同様の形状変化を生じるので、皮膚表面に対する導出用電極の密着性がさらに向上する。

【0021】 請求項3の筋電センサによれば、金箔は皮膚との親和性が優れているので、皮膚のかぶれ等をまねくこともなく安全である。また、金箔は耐食性に優れているので錆や腐食もなく、長期の使用が可能になる。

【0022】 請求項4の筋電センサによれば、肢体切断に伴い筋電位を発生しなくなった筋肉があっても、その近傍の他の筋肉から筋電位を導出することができるので、常に確実に筋電位信号を導出することができる。

【0023】 請求項5の筋電センサによれば、スポンジで形成された支持部材により基板に適度な弾力が付与さ

れるので、基板及び導出用電極の皮膚表面への密着性及び追従性がさらに向上する。また、通気性も確保されるため、むれや不快感の低減に効果がある。

【0024】 請求項6の筋電センサによれば、インピーダンス変換器により電気ノイズの影響が低減されるので、より確実に筋電位信号を導出することができる。

【0025】 請求項7の筋電センサによれば、フィルム状の基板により導出部位の形状変化に対する追従性が向上するので、より確実に筋電位信号を導出することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施形態による筋電センサを示す図であり、(a)は斜視図、(b)はソケットに取り付けた状態を示す側面図である。

【図2】 上記筋電センサを筋電義手に取り付けた状態を示す図である。

【図3】 筋肉の弛緩・収縮に伴う前腕断面の輪郭形状を示す図である。

【図4】 上記筋電センサの回路構成図である。

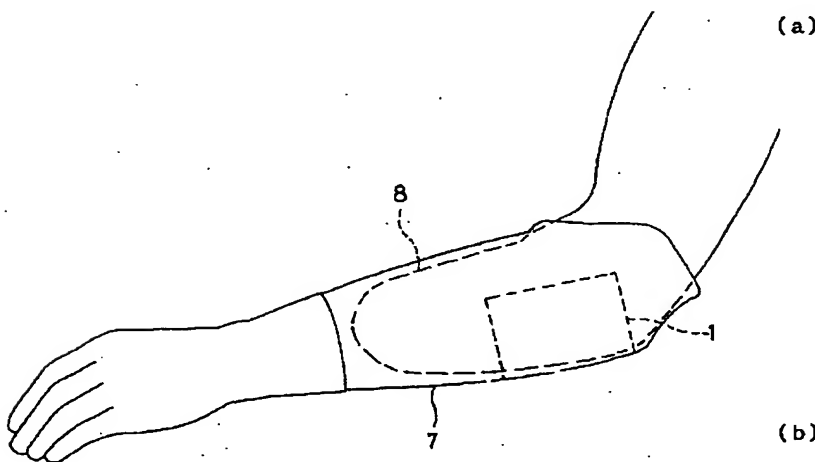
【図5】 上記筋電センサを用いた筋電義手における開閉角度と筋電位信号とを示す波形図である。

【図6】 従来の筋電センサを示す図であり、(a)は平面図、(b)は側面図である。

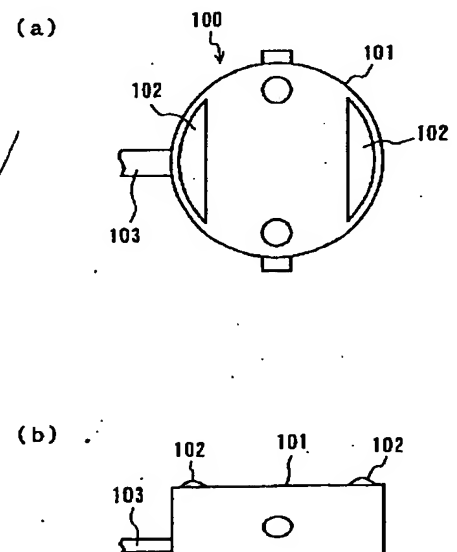
【符号の説明】

- | | |
|---|------------|
| 1 | 筋電センサ |
| 2 | 基板 |
| 3 | 導出用電極 |
| 4 | インピーダンス変換器 |
| 5 | 支持部材 |
| 7 | ソケット |

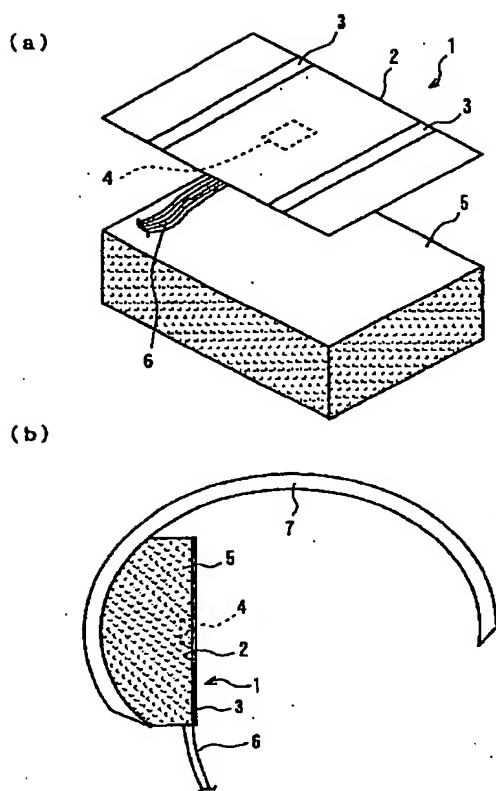
【図2】



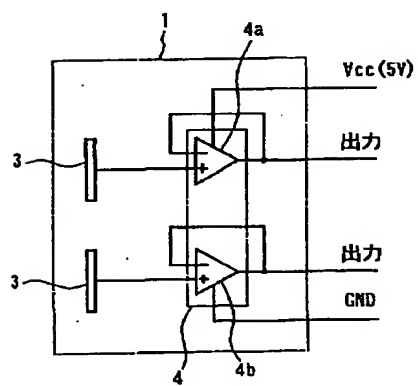
【図6】



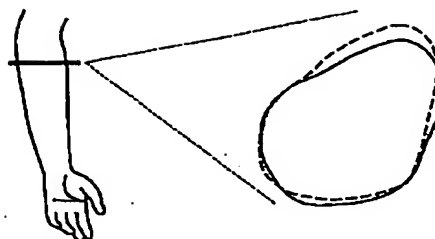
【図1】



【図4】



【図3】



【図5】

